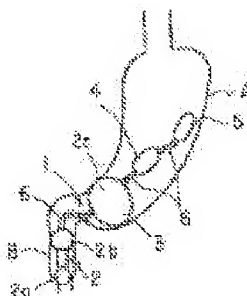


CAPSULE ENDOSCOPE DEVICE**Publication number:** JP7289504 (A)**Publication date:** 1995-11-07**Inventor(s):** TAKEHATA SAKAE; UEDA YASUHIRO; SEKINE RYUTA;
MORIYAMA HIROKI; FUJISAWA YUTAKA**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO**Classification:****- international:** **A61B5/07; A61B1/00; A61B5/07; A61B1/00;** (IPC1-7): A61B1/00; A61B5/07**- European:****Application number:** JP19940089627 19940427**Priority number(s):** JP19940089627 19940427**Also published as:**

JP3631265 (B2)

Abstract of JP 7289504 (A)

PURPOSE:To provide a capsule endoscopic device capable of lessening the burden of a patient without restraining the patient's mouth, nose, etc., at all during inspection. **CONSTITUTION:**This capsule endoscopic device 1 has a self-traveling part 2 having an image pick-up means which is inserted into the celom and is used to observe at least the inside of the body and a power source part 5 which supplies energy. The capsule endoscopic device 1 is provided with a balloon 20 for fixing part of the device in the celom. This balloon 2c and the self-traveling part 2 are connected by a flexible cable 6 in such a manner that the self-traveling part 2 having the image pickup means is advanced and retreated into and out of the fixing part in the celom.



.....
Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-289504

(43)公開日 平成7年(1995)11月7日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 1/00 5/07	3 2 0 B	8825-4C		

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平6-89627

(22)出願日 平成6年(1994)4月27日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 竹端 榮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 関根 竜太

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

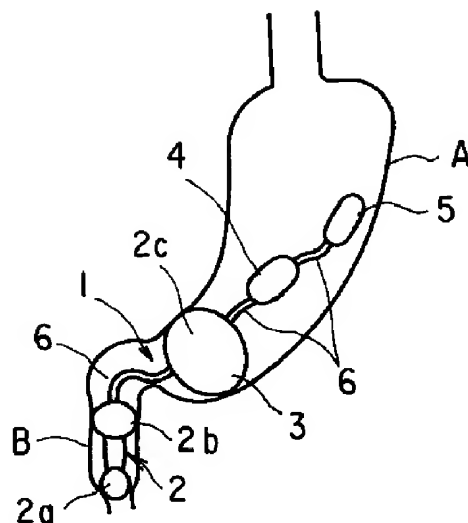
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 カプセル内視鏡装置

(57)【要約】

【目的】検査中は患者の口、鼻等は何ら拘束されず患者の負担を軽減できるカプセル内視鏡装置を提供することにある。

【構成】体腔内に挿入され、少なくとも体内を観察する撮像手段を備えた自走部2とエネルギーを供給する電源部5とを備えたカプセル内視鏡装置1において、カプセル内視鏡装置1にその一部を体腔内に固定するバルーン2cを設けると共に、前記撮像手段を備えた自走部2が体腔内の固定部に対して進退可能に前記バルーン2cと前記自走部2を可撓性ケーブル6により接続したことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に挿入され、少なくとも体内を観察する撮像手段とエネルギーを供給する電源部とを備えたカプセル内視鏡装置において、前記カプセル内視鏡装置にその一部を体腔内に固定する固定手段を設けると共に、前記撮像手段が体腔内の固定部に対して進退可能に前記固定手段と前記撮像手段を可撓性ケーブルにより接続したことを特徴とするカプセル内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、小腸や大腸等の体腔内に挿入され、体内の観察・診断を行うカプセル内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、小腸内を検査する内視鏡としてゾンデ式スコープが知られている。ゾンデ式スコープは、スコープ先端に設けたバルーン内に注水することにより膨張させ、小腸の蠕動運動により、バルーンを前進させスコープを挿入するものである。しかしながら、小腸ゾンデ式スコープは、小腸の蠕動運動に依存しているため、進行速度が遅く検査時間が非常に長くなる欠点がある。

【0003】 そこで、前述のような問題を解決するために、特願平 4-221258 号に示す超音波内視鏡が開発された。この内視鏡は、第 1 のバルーンと第 2 のバルーンの間には蛇腹状伸縮部材を設け、流体圧により体腔内を自走することができるように構成したものである。

【0004】 すなわち、この超音波内視鏡は、第 1、第 2 のバルーンを流体圧により体腔の管壁方向に交互に膨張、収縮させるとともに蛇腹状伸縮部材を流体圧により軸方向に伸縮させて体腔内を自走しながら超音波検査を行うことができる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、特願平 4-221258 号は、第 1、第 2 のバルーンおよび蛇腹状伸縮部材に対して流体を供給・排出するための流体チューブが必要となり、経鼻的または経口的にスコープを挿入し、流体チューブは体外の流体供給源に接続されている。

【0006】 したがって、検査時間中、患者の鼻または口から出ている流体チューブを患者自身が保持していなければならぬ行動が制限されてしまうなど患者の負担は、なお大きいものがある。

【0007】 この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、体腔内を進退しながら観察することができ、検査時間も短縮でき、また患者が検査により拘束されることがないカプセル内視鏡装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】 この発明は、前記目的を達成するために、体腔内に挿入され、少なくとも体内を観察する撮像手段とエネルギーを供給する電源部とを備えたカプセル内視鏡装置において、前記カプセル内視鏡装置にその一部を体腔内に固定する固定手段を設けると共に、前記撮像手段が体腔内の固定部に対して進退可能に前記固定手段と前記撮像手段を可撓性ケーブルにより接続したことを特徴とする。

【0009】

10 【作用】 カプセル内視鏡装置を患者が飲み込んだ後、通常の内視鏡を体腔内へ挿入し、その内視鏡のチャンネルより把持鉗子を突出させ、撮像手段を把持して目的部位に挿入し、カプセル内視鏡装置の一部を体腔内に固定する。次に、観察手段を前進させ、観察手段を目的部位まで挿入した後、抜去時に検査を行う。

【0010】

【実施例】 以下、この発明の各実施例を図面に基づいて説明する。図 1～図 4 は第 1 の実施例を示し、図 1 は、カプセル内視鏡 1 を体腔内、例えば胃 A に挿入した状態を示す。カプセル内視鏡 1 は、撮像手段としての自走部 2、ポンプ部 3、制御部 4 及び電源部 5 からなり、それぞれが可撓性ケーブル 6 により接続されている。

【0011】 図 2 に示すように、前記自走部 2 の先端面には管腔内を観察すべく、照明レンズ 7 及び対物レンズ 8 が設けられている。自走部 2 は、前部のバルーン 2a と、このバルーン 2a に伸縮部材である蛇腹 9 を介して連結された後部のバルーン 2b とを有しており、バルーン 2a、2b は径方向に膨張可能である。

【0012】 前記自走部 2 と前記ポンプ部 3 とを接続する可撓性ケーブル 6 には伸縮自在なコイル部 10 を有している。また、ポンプ部 3 には十二指腸 B 等の管壁に固定するための固定手段としての固定用のバルーン 2c が設けられている。

【0013】 図 3 は、カプセル内視鏡 1 の内部構成を示すブロック図であり、自走部 2 は、バルーン 2a、バルーン 2b 及び蛇腹 9 からなる蛇腹状伸縮自走装置である。バルーン 2a、バルーン 2b 及び蛇腹 9 のそれぞれにはエアー管路 11 が接続され、ポンプ部 3 に設けられたバルブ 12 に接続されている。バルブ 12 はポンプ 13 に接続されエアーが供給されている。

【0014】 さらに、バルブ 12 にはポンプ部 3 に設けられたバルーン 2c にもエアーを供給すべくエアー管路 11 が接続されている。ポンプ 13 は制御部 4 に設けられたポンプ駆動回路 14 により駆動される。

【0015】 一方、撮像手段としての自走部 2 には、固体撮像素子としての CCD 15、CCD 15 を駆動する駆動回路 16 及び管腔内を照明する照明ランプ 17 が設けられている。CCD 15 で得られた信号は制御部 4 に設けられた映像信号合成回路 18 により映像信号となる。同じく制御部 4 には照明ランプ 17 を動作させるラ

ンプ駆動回路19が設けられている。

【0016】また、制御部4にはテレメトリー回路20が設けられ映像信号や自走部2、照明ランプ17、CCD15等の制御信号の伝送ができるようになっている。また、電源部5内には自走部2等を駆動するための電気エネルギーを供給するバッテリー21が設けられている。

【0017】次に、前述のように構成されたカプセル内視鏡1の作用について説明する。カプセル内視鏡1を患者が飲み込んだ後、通常の内視鏡を胃Aの内部へ挿入し、その内視鏡のチャンネルより把持鉗子を突出させ、自走部2を把持して十二指腸Bへ挿入する。この時、胃Aの内部に残されたポンプ部3のバルーン2cを拡張させる。ポンプ13により供給されるエアーをバルブ12によりバルーン2cへ供給することにより径方向に膨張して胃壁をグリップして固定される。

【0018】ポンプ部3を胃壁に固定した後、体外より信号を送信し、テレメトリー回路20で受信後、ポンプ駆動回路14により自走部2のバルーン2a、バルーン2b及び蛇腹9を駆動させる。

【0019】図4(a)に示すように、まず、バルーン2bにエアーを供給して腸壁をグリップさせる。次に、蛇腹9にエアーを供給すると、軸方向に伸びる。さらに、同図(b)に示すように、バルーン2aを膨張させた後にバルーン2bを縮ませ、蛇腹9も収縮させる。この動作を繰り返すことにより自走部2は十二指腸Bを経て小腸の内部を前進する。

【0020】検査は抜去時に行うものとする。再度、通常の内視鏡を胃Aの内部へ挿入し、把持鉗子によりカプセル内視鏡1の一部を把持し、ポンプ部3のバルーン2cを収縮させて抜去する。ポンプ部3、制御部4、バッテリー部5を口から抜去した後は、術者がカプセル内視鏡1を手で引っ張り自走部2を抜去する。この時に小腸内を観察し、病変部の有無観察を行う。小腸内は複雑に屈曲していることから抜去時に引っ掛かりが生じ一気に抜け出ることがあるが、この時には再度、自走部2を動作させて前進させて観察することができる。

【0021】テレメトリー回路20では、撮像手段により得られた映像信号を体内から体外へ送信したり、体外からの制御信号を受信して自走部2の動作を制御したり照明ランプ17の点滅やCCD15の駆動制御を体外から行えるようにしている。

【0022】この第1の実施例によれば、次のような効果が得られる。

(1) 自走検査中は、患者の口、鼻等は何ら拘束されず患者の負担を軽減することができる。

(2) カプセル内視鏡を複数のカプセル(ユニット)に分割することにより、サイズを小型化できるので挿入が容易となり、患者の苦痛も低減する。

(3) 自走部のみを小腸内へ挿入し、その他の部分を胃

内へ残す構成としたことから自走部にかかる負荷を低減できる。よって推進力が小さくてすむ。自走速度が速くなり検査時間が短縮できる。電力消費を少なくできる。

(4) 抜去時のみ観察のため、CCDを駆動し、また、抜去時は自走させなくてよいことから消費電力が減らせる。また、バッテリーの小型化ができる。

【0023】図5は、第2の実施例を示す。この実施例は、先端の撮像手段の自走部2をなくして通常のゾンデ式小腸スコープの先端と同様に、ゾンデ式カプセル22を設けると共に、撮像手段にバルーン2cのみを設けた簡単な構成とした。これによりポンプ13も不用となり全体として小型・軽量化が図れる。

【0024】この実施例では、自走手段がないため、小腸の蠕動運動のみを用いて小腸内に挿入し、検査は第1の実施例と同様に抜去時に行う。この実施例によれば、第1の実施例の(1)、(2)と同様な効果が得られるとともに、構成が簡単になるという効果がある。

【0025】なお、撮像手段として、CCDの代わりに超音波振動子や核磁気共鳴用のコイルとして断層像を得るようにしてもよい。この時には照明ランプが不要となり消費電力は大幅に低減できる。また、断層像を得ることにより、深部の病変部位を見つけることも可能となる。

【0026】図6～図8は第3の実施例を示す。この実施例は、大腸の検査に用いた例であり、第1の実施例と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図7に示すように、カプセル内視鏡30は、撮像部31、固定部32、制御部33、電源部5からなり、それぞれがケーブル6により接続されている。撮像部31には、CCD15、このCCD15を駆動する駆動回路16及び管腔内を照明する照明ランプ17が設けられている。さらに、撮像部31には重力方向を検出する重力センサ34が設けられている。

【0027】図8に示すように、前記固定部32には、径方向に膨張するバルーン35及び撮像部31と固定部32を接続しているケーブル6を巻き取るケーブル巻回手段26及びその駆動源としてモータ37が設けられている。

【0028】また、制御部33には、第1の実施例と同様に映像信号合成回路18、ランプ駆動回路19及びテレメトリー回路20が設けられている。さらに、モータ駆動回路38が設けられている。また、映像信号を記録するフレームメモリ39が設けられている。

【0029】一方、体外にはテレメトリー受信回路40が設けられ、これは前記重力センサ34からの信号を受信し、ベッド駆動回路41によりベッド42の姿勢を制御するように構成されている。

【0030】すなわち、ベッド42は、図9の変形例1に示すように、フレーム43に対してベッド駆動部44を介して支持されており、ベッド42は前後方向および

左右方向に傾倒自在であり、患者Xの体位を任意の方向に変更できるようになっている。さらに、ベッド42にはカプセル内視鏡30からの信号を受信する受信回路45が設けられ、この受信回路45は、撮像部31により得られる内視鏡像と重力センサ34により得られる重力方向が入力されるようになっている。

【0031】内視鏡像は画像処理部46を介して演算部47に入力され、重力センサ34による重力方向は重力方向検出部48を介して演算部47に入力され、演算部47は、内視鏡像と重力方向からベッド42の姿勢を算出し、ベッド駆動制御部49によって前記ベッド駆動部44を駆動してベッド42を前後方向および左右方向に傾倒するようになっている。

【0032】次に、前述のように構成されたカプセル内視鏡30の作用について説明する。図6(a)に示すように、肛門から挿入されたカプセル内視鏡30は固定部32が直腸壁に固定される。このとき、固定用のバルーン35よりも前方に生食水を十分に注入しておく。ここで、撮像部31には錘(図示しない)が設けられており、重力方向に向かって撮像部31が移動していく。

【0033】そして、撮像部31により得られる内視鏡像と重力方向のデータよりベッド42の姿勢を制御する。例えば、内視鏡像で、左方向が管腔で、重力方向が下方向であれば、ベッド42を横方向に傾倒し、重力方向と管腔方向とを一致させる。すなわち、同図(b)のように、ベッド駆動制御部49によって前記ベッド駆動部44を駆動してベッド42を前後方向および左右方向に傾倒することにより、患者体位を変更し、S字状結腸を通過させる。さらに、体位を制御して同図(c)、

(d)のように横行結腸、上行結腸へと挿入していく。挿入しながら内視鏡像をフレームメモリ39に記録しておく。

【0034】この実施例によれば、次のような効果が得られる。

- (1) 重力を利用して挿入することから装置が簡単にできる。
- (2) ケーブル巻回手段を設けたことにより、抜去が容易になり術者の手間が省ける。
- (3) メモリを内蔵としたことにより記録が残せる。また、後でゆっくり観察ができる。
- (4) 自動的に挿入できるので大腸の集団検診等にも利用でき、術者が少なくとも同時に検査が可能である。

【0035】なお、本実施例では重力を利用したが、第1の実施例と同様に自走手段を設けてもよい。この場合、大腸はもちろん、小腸までも挿入することも可能である。この結果として、小腸に閉塞があり、回腸末端を観察したい場合に有効である。また、装置全体が腸内に入っていることから患者を拘束する度合いが低く患者の負担を軽減できる。

【0036】図10は、第3の実施例の変形例2を示

し、X線像によってカプセル内視鏡30の進行方向を検出するようにしたものである。すなわち、ベッド42の上方にはX線装置50が設けられ、このX線装置50からの画像信号はX線画像処理部51を介して前記演算部47に入力されるようになっている。

【0037】なお、前述した各実施態様によれば、次のような構成が得られる。

(1) 体腔内に挿入され、少なくとも体内を観察する撮像手段と、ポンプ部およびエネルギーを供給する電源部とを備えたカプセル内視鏡装置において、前記ポンプ部に、カプセル内視鏡装置を体腔内に固定する固定手段を設けると共に、前記撮像手段が体腔内の固定部に対して進退可能に前記固定手段を備えたポンプ部と前記撮像手段を可撓性ケーブルにより接続したことを特徴とするカプセル内視鏡装置。

(2) 前記撮像手段は、断層像撮像手段であることを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(3) 前記断層像は、超音波断層像であることを特徴とする(2)記載のカプセル内視鏡装置。

(4) 前記断層像は、核磁気共鳴断層像であることを特徴とする(2)記載のカプセル内視鏡装置。

(5) 前記撮像手段は、固体撮像素子であることを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(6) 前記固定手段は、拡張手段であることを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(7) 前記拡張手段は、バルーンであることを特徴とする(6)記載のカプセル内視鏡装置。

(8) 前記可撓性ケーブルは、伸縮性の可撓性ケーブルであることを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(9) 前記撮像手段は、体腔内の固定部に対して進退させる自走手段を有することを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(10) 前記自走手段は、蛇腹状伸縮部材であることを特徴とする(9)記載のカプセル内視鏡装置。

(11) 前記撮像手段は、バルーンを持っていることを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(12) 前記撮像手段に重力検出手段を設け、検出信号により患者の姿勢を制御する手段を設けたことを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

(13) 前記撮像手段により得られた信号を体外へ送信するテレメトリー手段を設けたことを特徴とする(1)記載のカプセル内視鏡装置。

【0038】前記(1)によれば、体腔内に挿入されたカプセル内視鏡装置を挿入口の近くに固定手段により固定したのち撮像手段を体腔内の深部に挿入できる。

(2)によれば、管腔臓器の深さ方向の診断及び周辺臓器の断層像を得られる。(3)、(4)によれば、超音波及び核磁気共鳴断層像の詳細なデータが得られる。したがって、挿入した体腔内のみでなく、深部方向や周辺

臓器の検査も可能となる。

【0039】また、(5)によれば、カプセル内に撮像手段が収納でき管腔内の像が得られる。(6)、(7)によれば、異なる管腔及び粘液があっても確実に固定される。(8)によれば、固定手段から伸縮性の可撓性ケーブルにより撮像手段が接続され、挿入の妨げとならない。したがって、カプセル内視鏡装置を体腔内にて固定保持することにより患者はあたかも検査していない時と同様にふるまえる。

【0040】また、(9)によれば、撮像手段が自走手段により進退させることができる。(10)によれば、柔軟な管路に対しても自走できる。このように自走手段を付加することにより検査時間を短縮し、更に患者の負担を軽減する。(11)によれば、ゾンデ式スコープとの組合せができる。(12)によれば、重力を検出し患者の姿勢を制御することにより撮像手段を進退させることができる。(13)によれば、体外に撮像データを送信してリアルタイムで観察ができる。このようにテレメトリー手段により、体腔内の挿入されるカプセル内視鏡装置を小型・軽量化するとともに、常時、検査データを得ることにより患部の見落としをなくするとともに、患者を検査室に拘束せずすむという効果がある。

【0041】図11は、円筒状圧電素子52を備えたカプセル内視鏡53を示し、カプセル内視鏡53の前端部には対物レンズ54が設けられ、この対物レンズ54に対向してCCD55が設けられている。CCD55はプロセル回路56を介して発信回路57に接続され、この発信回路57には重力センサ58から重力方向が入力されている。このカプセル内視鏡53によれば、円筒状圧電素子52によってカプセル内視鏡53に加振させて管腔への挿入性を向上させることができる。

【0042】なお、ベッド42に圧電素子等の加振手段を設けてもよく、ベッド駆動部44に集束強力超音波発生手段を設けてカプセル内視鏡53を加振させてもよい。図12は、管腔内を自走する走行装置の開示例1を示すもので、前部部材61と後部部材62とは外圧型の伸縮自在なベローズ63によって連結されている。前部部材61と後部部材62には後方に折曲した脚61a、62aが設けられ、後部部材62にはバッテリー64が設けられている。

【0043】前記ベローズ63の内部にはファイバー状のメカノケミカル65と電解質溶液66が充填されている。メカノケミカル65の両端には電極67が設けられ、通電可能になっており、通電方向を切り替えることで、伸長・収縮が可能に構成されている。

【0044】さらに、前部部材61には後方に突出する2つの電極板68a、68bが並設され、後部部材62には前方に突出し、前記2つの電極板68a、68b間に介入されるマグネットからなる接触板69が設けられ、スイッチ70を構成している。

【0045】この場合、図13(a)に示すように、バッテリー64を2個を用い、スイッチ70を1個にしてもよく、同図(b)に示すように、バッテリー64を1個とし、スイッチ70を2個にして切り替えるようにしてもよい。

【0046】次に、このように構成された走行装置の作用について説明する。図12(a)に示すように、初期状態ではベローズ63が伸長しており、接触板69は下方の電極板68bに接触してメカノケミカル65は収縮する方向に通電される。

【0047】したがって、同図(b)に示すように、メカノケミカル65は収縮し、ベローズ63は収縮する。このとき、接触板69は下方の電極板68bをスライドしていくが、一定距離以上進むと、下方の電極板68bから離れ、磁気力によって上方の電極板68aに接触する。

【0048】これによって通電方向が切り替わり、同図(c)に示すように、メカノケミカル65は伸長を始める。したがって、ベローズ63は伸長する。このとき、接触板69は上方の電極板68aをスライドしていくが、一定距離以上進むと、上方の電極板68aから離れ、磁気力によって下方の電極板68bに接触し、同図(a)に戻る。このような作用を繰り返すことにより、走行装置は、脚61a、62aによって管腔の内壁を蹴りながら前進する。

【0049】なお、前記メカノケミカル65の代わりに液晶アクチュエータデバイスを用いてもよく、また、図14に示すように、後部部材62にケーブル71を接続し、ケーブル71の先端のメインスイッチ72によって走行・停止・装置の回収を行うように構成してもよい。

【0050】この実施例によれば、前部部材61、後部部材62の駆動部自身の動きによってスイッチング制御されるため、制御機構が簡略化できるという効果がある。図14は、管腔内を自走する走行装置の開示例2を示すもので、前部部材73と後部部材74とは内圧型の伸縮自在なベローズ75によって連結されている。前部部材73と後部部材74には後方に傾斜した斜毛脚73a、74aが設けられ、後部部材74にはバッテリー76が設けられている。

【0051】前記ベローズ75の内部にはバッテリー76により通電可能であるとともに、伸長方向に記憶されたSMA(形状記憶合金: shape memory alloy)スプリング77が設けられ、この端部は前部部材73と後部部材74に連結されている。さらに、ベローズ75の山状部の互いに対向する側面には接離自在なスイッチ78が設けられている。

【0052】次に、このように構成された走行装置の作用について説明する。図15(a)に示すように、スイッチ78は接触しているため、SMAスプリング77は通電加熱され、SMAスプリング77は通電加熱される

ため、SMAスプリング77が変態点温度以上になると、同図(b)に示すように、SMAスプリング77は伸長し、ペローズ75も伸長する。

【0053】したがって、前部部材73が前方に進み、ペローズ75が伸長することにより、スイッチ78が離れてSMAスプリング77は断電され、SMAスプリング77は次第に冷却される。SMAスプリング77が変態点温度以下になると、同図(c)に示すように、ペローズ75の収縮方向に作用するばね力によってSMAスプリング77が収縮する。したがって、後部部材74が

前方に進み、同図(a)に戻る。このような作用を繰り返すことにより、走行装置は、斜毛脚73a、74aによって管腔の内壁を蹴りながら前進する。

【0054】なお、図16に示すように、走行装置に内視鏡79を搭載することにより、管腔内を観察しながら自走でき、内視鏡79に代わって前部部材73にCCDを搭載してもよい。また、ペローズ75に設けたスイッチ78に代わってペローズ75の外部に収縮時に接し、伸長時に離れるスイッチ80を設けてもよい。

【0055】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、検査中は患者の口、鼻等は何ら拘束されず患者の負担を軽減でき、また、複数のユニットに分割することにより小型軽量化でき、挿入も抜去が容易となり、患者の苦痛が低減できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1の実施例を示し、カプセル内視鏡装置を体腔内に挿入した状態図。

【図2】同実施例のカプセル内視鏡装置の側面図および正面図。

【図3】同実施例のカプセル内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図4】同実施例の作用説明図。

【図5】この発明の第2の実施例を示し、カプセル内視鏡装置を体腔内に挿入した状態図。

【図6】この発明の第3の実施例を示し、カプセル内視鏡装置を体腔内に挿入した状態図。

【図7】同実施例のカプセル内視鏡装置の側面図および正面図。

【図8】同実施例のカプセル内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図9】同実施例の変形例1を示す全体の構成図。

【図10】同実施例の変形例2を示す全体の構成図。

【図11】同変形例のカプセル内視鏡装置の縦断側面図。

【図12】走行装置の開示例1の縦断側面図。

【図13】同開示例の回路図。

【図14】走行装置の開示例1の変形例を示す縦断側面図。

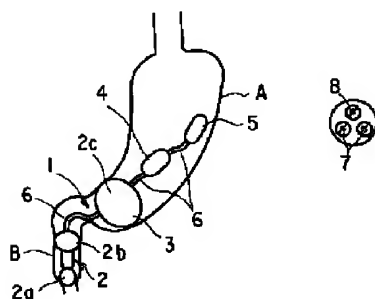
20 【図15】走行装置の開示例2の縦断側面図。

【図16】走行装置の開示例2の変形例を示す縦断側面図。

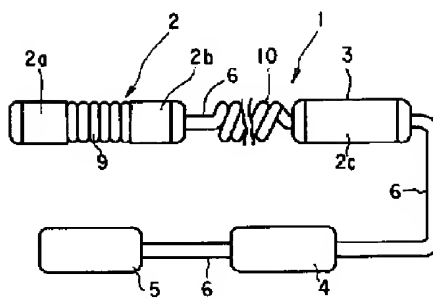
【符号の説明】

- 1…カプセル内視鏡装置
- 2…自走部
- 3…ポンプ部
- 4…制御部
- 5…電源部
- 6…可撓性ケーブル

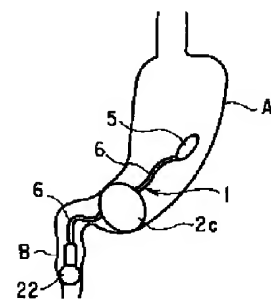
【図1】



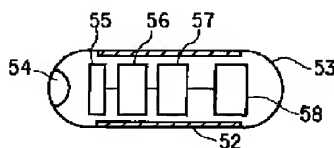
【図2】



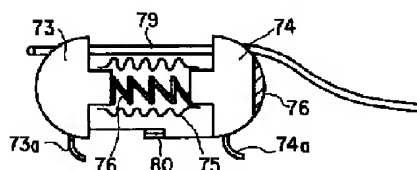
【図5】



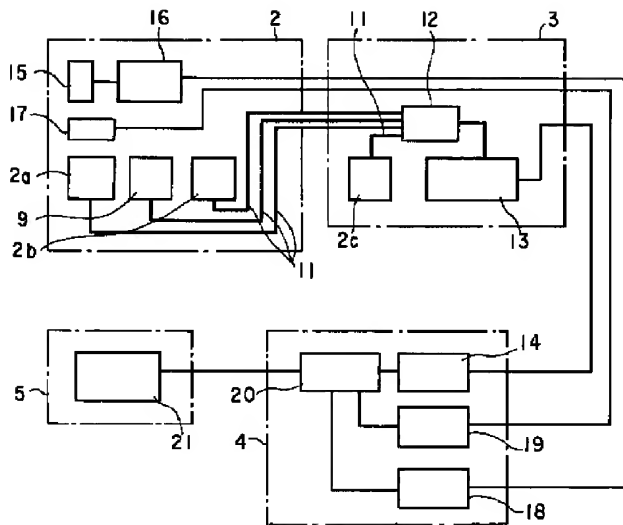
【図11】



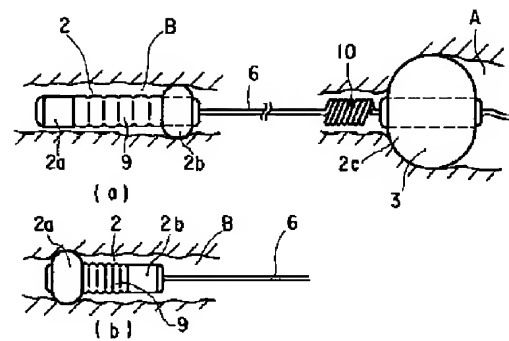
【図16】



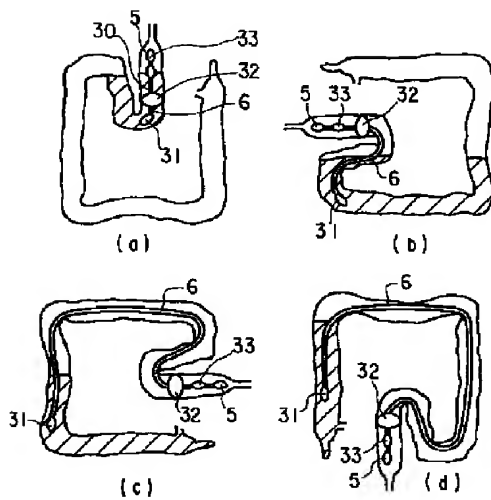
【図3】



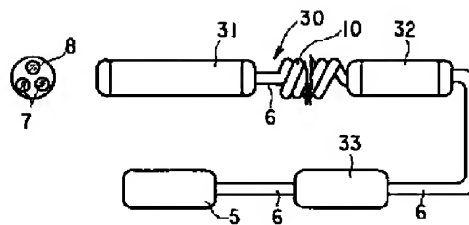
【図4】



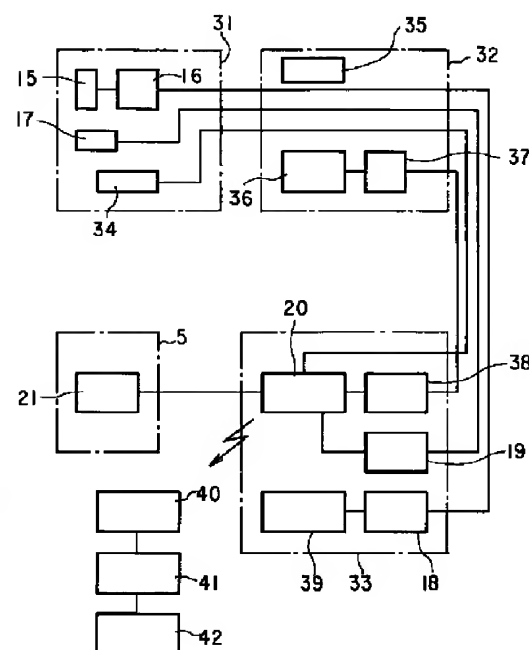
【図6】



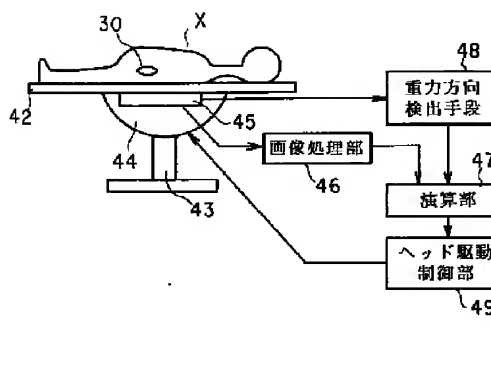
【図7】



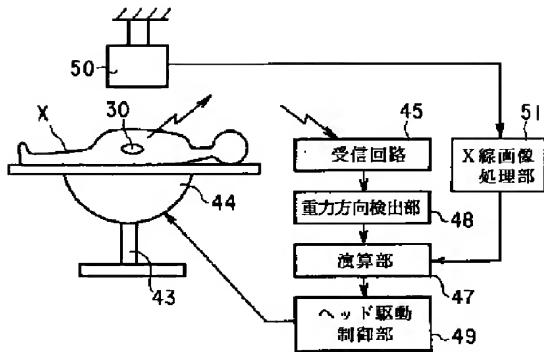
【図8】



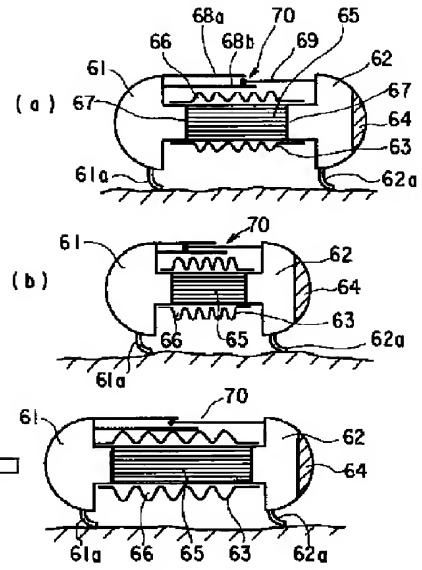
【図9】



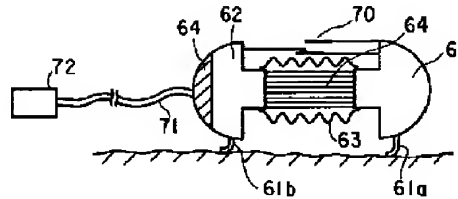
【図10】



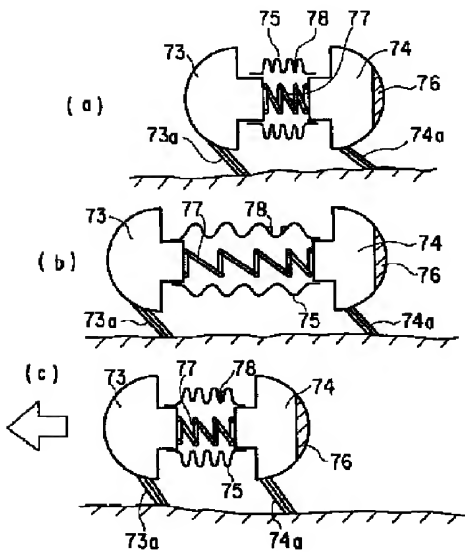
【図12】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 森山 宏樹
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 藤澤 豊
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内